



**University of  
Zurich**<sup>UZH</sup>

**Zurich Open Repository and  
Archive**

University of Zurich  
University Library  
Strickhofstrasse 39  
CH-8057 Zurich  
[www.zora.uzh.ch](http://www.zora.uzh.ch)

---

Year: 2009

---

## **Quo vadis Provi? Provisorien : CAD/CAM- oder konventionell gefertigt - eine Standortbestimmung**

Stawarczyk, B ; Sailer, I ; Ender, A ; Trottmann, A ; Hämmerle, C H F

**Abstract:** In der heutigen Zeit werden Rekonstruktionen immer häufiger maschinell angefertigt. Die CAD/CAM-Technologie hat sich in der Zahnheilkunde, vor allem für die Verarbeitung von Zirkoniumdioxid etabliert. Mittlerweile werden industriell polymerisierte „Hochleistungskunststoffe“ als CAD/CAM-Rohlinge angeboten. Daher können Provisorien nicht mehr länger nur nach den konventionellen Techniken, sondern auch maschinell hergestellt werden. Durch die industrielle Polymerisation unter hohem Druck, können die mechanischen Eigenschaften der Kunststoffe verbessert und optimiert werden. Auch die Ästhetik der CAD/CAM-gefertigten Provisorien ist mit der der manuell hergestellten Kunststoffprovisorien vergleichbar.

Posted at the Zurich Open Repository and Archive, University of Zurich

ZORA URL: <https://doi.org/10.5167/uzh-20125>

Journal Article

Published Version

Originally published at:

Stawarczyk, B; Sailer, I; Ender, A; Trottmann, A; Hämmerle, C H F (2009). Quo vadis Provi? Provisorien : CAD/CAM- oder konventionell gefertigt - eine Standortbestimmung. Dental Dialogue, 10(6):30-49.

Provisorien: CAD/CAM- oder konventionell gefertigt – eine Standortbestimmung

# Quo vadis Provi?

Ein Beitrag von Dipl.-Ing. Bogna Stawarczyk, MSc, Dr. Irena Sailer, Belinda Sapina, Dr. Andreas Ender, Albert Trottmann, Prof. Dr. Christoph Hämmerle, alle Zürich/Schweiz

In der heutigen Zeit werden Rekonstruktionen immer häufiger maschinell angefertigt. Die CAD/CAM-Technologie hat sich in der Zahnheilkunde, vor allem für die Verarbeitung von Zirkoniumdioxid etabliert. Mittlerweile werden industriell polymerisierte „Hochleistungskunststoffe“ als CAD/CAM-Rohlinge angeboten. Daher können Provisorien nicht mehr länger nur nach den konventionellen Techniken, sondern auch maschinell hergestellt werden. Durch die industrielle Polymerisation unter hohem Druck, können die mechanischen Eigenschaften der Kunststoffe verbessert und optimiert werden. Auch die Ästhetik der CAD/CAM-gefertigten Provisorien ist mit der der manuell hergestellten Kunststoffprovisorien vergleichbar.

Kunststoffprovisorien kommen während der Herstellung des definitiven Zahnersatzes temporär zur Anwendung. Das Provisorium soll in dieser Zeit die ursprüngliche Form des entsprechend präparierten Zahns wiederherstellen sowie die Kau- und Sprachfunktion gewährleisten [18]. Die beschliffene Zahnschubstanz, also die Dentinwunde, sollte mithilfe eines Provisoriums gegen thermische, chemische und bakterielle Reize geschützt werden [19, 20, 21].

Provisorien werden in der Regel aus Kunststoffen hergestellt. Die dafür geeigneten Kunststoffe können neben der Werkstoffgruppeneinteilung auch nach der Polymerisationsart eingeteilt werden. Bei den provisorischen Kunststoffen auf der Basis von Polymethylmeth-

acrylat (PMMA) spricht man von Heiß- beziehungsweise Kaltpolymerisaten. Dabei wird das Pulver aus auspolymerisiertem PMMA mit monomerer Flüssigkeit (MMA) angemischt und durch polymerisierendes MMA verkettet. Hierfür kommen hauptsächlich Monomethacrylate zum Einsatz. Für Präparate auf Diacrylat-Basis werden Monomere wie zum Beispiel Bisphenol-A-Glycidyl-Methacrylat (BisGMA), Urethandimethacrylat (UDMA), Triethylenglycoldimethacrylat (TEGDMA) und ähnliche verwendet. Hinzu kommen anorganische oder organische Füllstoffe. Man spricht hier von Kompositen oder Composites. Composite können licht-, chemisch oder dualpolymerisierend (also sowohl chemisch wie lichtinduziert) vernetzt werden. Grundsätzlich

wird die Polymerisationsart vom eingesetzten Initiatorsystem bestimmt.

Man unterscheidet diverse Technologien zur Herstellung von Provisorien. Die einzelnen Herstellungsarten werden in diesem Beitrag am Beispiel eines Patientenfalls dargestellt. Der Patient war mit dem Wunsch nach einer neuen Frontzahnversorgung in die Klinik gekommen. Für den Zeitraum bis zur Eingliederung der definitiven Kronen müssen die Dentinwunden aus den oben genannten Gründen mit einem Provisorium verschlossen werden. Dazu wurden in drei unterschiedlichen Techniken Provisorien hergestellt. Abbildung 1 stellt die Ausgangssituation der Frontzähne dar.

## Indizes

- CAD/CAM-Provisorien
- CAD/CAM-Technologie
- Direktprovisorien
- Eierschalenprovisorien
- Komposit
- PMMA
- Provisorien

## Kategorie

Universitäre  
Studienergebnisse



Abb. 1 Ausgangsmundssituation des Patienten



Abb. 2 Mundssituation nach der Präparation der Stümpfe



Abb. 3  
Der autopolymerisierende  
Kunststoff wird für das  
Direktprovisorium in  
die Silikonabformung  
der ursprünglichen  
Situation gespritzt



Abb. 4 und 5 Direktprovisorium nach dem Aushärten – vor und nach dem Ausarbeiten



Abb. 6 Das auspolierte Direktprovisorium, bereit zum Einsetzen

### Direktprovisorium

Das Direktprovisorium wurde am Patienten vom Zahnarzt hergestellt. Dazu wurde zunächst ein Silikon Schlüssel der Ausgangssituation hergestellt, der anschließend nach der Präparation der Zähne (Abb. 2) zur Herstellung des Direktprovisoriums verwendet wurde (Abb. 3). Bei den hierfür verwendeten Materialien handelt es sich überwiegend um autopolymerisierende Kunststoffe, die im Mund des Patienten innerhalb von wenigen Minuten bei Körpertemperatur aushärten. In Fällen wie diesen kommen der Patient sowie der Zahnarzt mit dem noch nicht polymerisierten Monomer in Berührung das zu Allergien führen kann. Nach der vollendeten Polymerisation wurde das Provi-

sorium aus dem Mund des Patienten entfernt (Abb. 4), leicht vom Zahnarzt bearbeitet (Abb. 5), poliert (Abb. 6) und anschließend im Mund des Patienten provisorisch befestigt (Abb. 7). Die Herstellung eines Direktprovisoriums ist sehr einfach und schnell abgeschlossen. Ein Nachteil dieser Provisorien ist der, dass durch die Verwendung einer monochromen Kunststoffmasse, das Ergebnis farblich sehr eintönig ist und dem natürlichen Schichtaufbau der Zähne nicht Rechnung trägt. In diesem Fall wurde bei der Präparation von Zahn 21 wenig Zahnschubstanz entfernt. Deshalb ist die Schichtstärke des Direktprovisoriums an dieser Stelle ebenfalls so dünn ausgefallen, dass der verfärbte Stumpf leicht durchschimmert (vgl. Abb. 7).

### Eierschalenprovisorium

Im zahntechnischen Labor können dagegen ästhetisch anspruchsvollere Provisorien (Eierschalenprovisorium) hergestellt werden. Der Zahntechniker hat die Möglichkeit, die Provisorien mit unterschiedlichen Massen, wie zum Beispiel Schneide- und Dentinmasse, zu „stopfen“ oder zu schichten und somit die Zahnfarbe und den Schichtaufbau adäquat an die Restzähne anzupassen. Zusätzlich kann im Voraus mithilfe eines Wax-ups die Diagnostik durchgeführt werden. Dazu wird das Modell der Ausgangssituation entsprechend radiert. In diesem Fall wurde das Wax-up mit einem Modellierwachs hergestellt und die Situation dann mit einem Silikon Schlüssel abgeformt (Abb. 8 und 9).



Abb. 7 a und b Direktprovisorium nach dem Inkorporieren im Patientenmund. Die ursprüngliche Zahnform der Provisorien wurde vom Behandler noch etwas modifiziert





Abb. 8 Wax-up auf dem radierten Gipsmodell – Basis für das Eierschalenprovisorium



Abb. 9 Silikonschlüssel vom Wax-up, der dem Stopfen des Kunststoffprovisoriums dient



Abb. 10 Frontalansicht des gestopften Eierschalenprovisoriums nach der Abnahme vom Modell



Abb. 11 Basalansicht des gestopften Eierschalenprovisoriums nach der Abnahme vom Modell



Abb. 12 Gezieltes Zurückschleifen des Kunststoffs mit einer Fräse, um Raum für die Individualisierung zu schaffen



Abb. 13 Hier ist das zurückgeschliffene Provisorium dargestellt



Abb. 14 Nun werden noch Mamelons im Schneidekantenbereich eingearbeitet



Abb. 15 Individualisieren der Eierschalenprovisorien mit zusätzlichen Malfarben

Mithilfe dieses Schlüssels fertigte das Labor das Grundgerüst des Eierschalenprovisoriums aus einer Dentinkunststoffmasse an (Abb. 10). Es handelte sich dabei um ein PMMA Kaltpolymerisat, das bei 45 °C und 2 bar im Drucktopf über 30 min auspolymerisiert wurde. Bei dieser Technologie erfolgt die Herstellung und Polymerisation der Monomere im Dentallabor und daher unter entsprechenden Voraussetzungen, wie speziellen Absaugungen mit Aktivkohlefiltern et zetera. Der Zahn-techniker sollte beim Umgang mit der Monomerflüssigkeit mit Handschuhen arbeiten. Der Patient kommt zu keinem

Zeitpunkt in direkten Kontakt mit den Monomeren. Er erhält ein entsprechend auspolymerisiertes Polymerprovisorium mit einem sehr niedrigen Restmonomergehalt, das dann entsprechend befestigt wird. In unserem Beispiel wurde nach der Aushärtung des Kunststoffs (Abb. 11) zur Individualisierung die obere Schicht des Kunststoffs mit einer Kunststofffräse entfernt (Abb. 12 und 13). Mit einem Pinsel wurden in die Schneidekante Mamelons eingearbeitet (Abb. 14) und erneut auspolymerisiert. Anschließend kam zur individuellen Charakterisierung der Schneidekante Malfarbe zum Einsatz

(Abb. 15). Nun wurde der reduzierte Schneidekantenanteil mit Schneidemasse ergänzt und die gesamten Provisorien ausgehärtet (Abb. 16). Letztendlich wurde das Provisorium grob mit einer Fräse ausgeschliffen (Abb. 17a und b), gummiert (Abb. 18) und poliert (Abb. 19 und 20). Das fertig hergestellte Eierschalenprovisorium (Abb. 21) wurde anschließend im Mund des Patienten eingesetzt (Abb. 22a und b). Im Gegensatz zu Direktprovisorien, die anhand der Abformung der alten Versorgung hergestellt werden, kann der Zahn-techniker bei Eierschalenprovisorien die definitive Zahnform sowie Zahnfarbe bereits in



Abb. 16 Nach dem Bemalen und Anlegen der Internas wird der reduzierte Kunststoffanteil mit Scheidemasse, die in den Vorwall eingebracht wird, ergänzt



Abb. 17 a und b Grobes Ausarbeiten des Provisoriums



Abb. 18 Nach dem Gummieren des Provisoriums mit einem weichen Silikonrad ...



Abb. 19 ... wird das Provisorium am Poliermotor mit Bimsstein poliert



Abb. 20 Anschließend wird mit einem Glanzleiderschwabbel der Hochglanz erzeugt



Abb. 21 Das fertig gestellte individualisierte Eierschalenprovisorium auf dem Modell ...



Abb. 22 a und b ... und im Patientenmund



das Provisorium einarbeiten. So hat der Patient die Möglichkeit sich während der Tragedauer des Provisoriums an die Zahnformen zu gewöhnen beziehungsweise seine Änderungswünsche zu äußern. Da diese Art der Provisorien auf radierten Gipsmodellen hergestellt werden, müssen sie anschließend vom Zahnarzt mit Unterfüttungsmaterial an die tatsächliche Stumpfsituation angepasst werden. Daher ist darauf zu achten, dass der Eierschalenprovisorium-Kunststoff kompatibel mit dem Unterfüttungsmaterial ist.

### CAD/CAM-gefertigte Provisorien

Seit neuestem sind Kunststoffrohlinge für die CAD/CAM-Technik auf dem Markt. Aus diesen Rohlingen wird mit einer CAM-Maschine das Provisorium formgeschliffen. In unserem Patientenfall wurde dazu das radierte Modell eingescannt. Die so gewonnenen Scan-Daten wurden in die Cerec-Software übertragen (Abb. 23). Mithilfe der Software wurden die Provisorien konstruiert (Abb. 24). Zunächst für den Zahn 11 (Abb. 25), dann das Provisorium für den Zahn 21 (Abb. 26 bis 28). Nach der Konstruktion können die Rohlinge in einer Vorschau virtu-

ell beschliffen werden (Abb. 29). Als Rohlinge wurden vorgeformte, vorge-schichtete, industriell polymerisierte integral ImCrown Rohlinge (Merz Dental, Lütjenburg) verwendet (Abb. 30). Diese Rohlinge liegen in 4 Größen vor (S, M, L, XL). Die Wahl des entsprechenden Rohlings richtet sich nach der Größe des Provisoriums. Die konstruierten Daten wurden nun an die Schleifmaschine gesendet und der Rohling entsprechend beschliffen (Abb. 31). Die fertig geschliffenen Provisorien (Abb. 32 a und b) wurden mit einer Trennscheibe vom Rohlingsrest entfernt (Abb. 33). Die Provisorien wurden leicht ausgearbeitet. Eine aufwändige

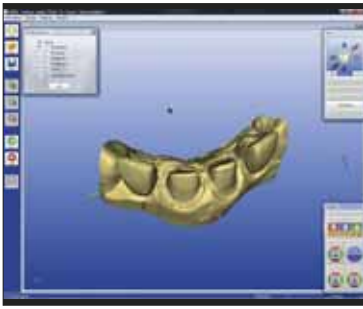


Abb. 23 Ein anderer Weg: die Modelldaten werden durch Einscannen digitalisiert ...



Abb. 24 ... und das Provisorium für Zahn 11 mittels CAD-Software am Bildschirm konstruiert

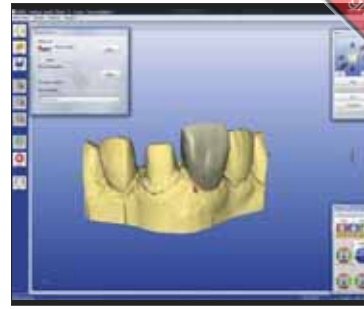


Abb. 25 Die fertig konstruierte Krone für Zahn 11

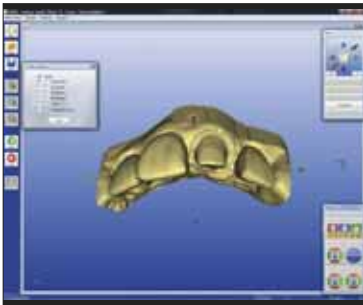


Abb. 26 Hiernach wird das Modell mit samt der geschliffenen Krone auf Zahn 11 eingescannt und ...

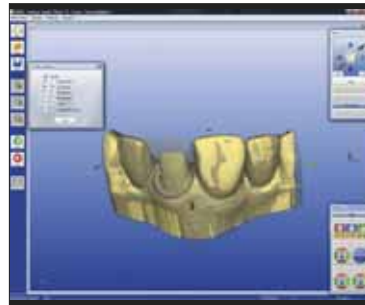


Abb. 27 ... die Krone für 21 konstruiert

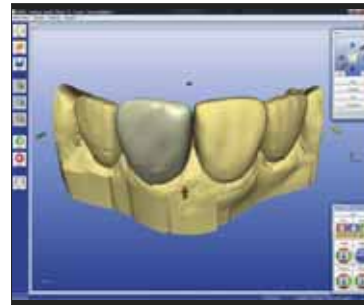


Abb. 28 Die fertig konstruierte virtuelle Zahnkrone 21



Abb. 29 Die Software erlaubt eine Schleifvorschau der konstruierten Krone in Bezug zum Rohling



Abb. 30 Bei diesem handelt es sich um einen vorgeschichteten und vorgeformten CAD/CAM-Rohling für Einzelprovisorien in der Oberkieferfront

Politur war nicht notwendig, da sie nach dem Schleifprozess bereits eine sehr schöne glänzende Oberfläche aufwiesen. In den Abbildungen 34a und b sind die fertig gestellten CAD/CAM-Provisorien auf dem Gipsmodell dargestellt. Unmittelbar danach wurden die Provisorien in den Mund des Patienten eingesetzt (Abb. 35 a und b).

#### Visuelle Gegenüberstellung

In den Abbildungen 36a bis c sind die drei unterschiedlich hergestellten Provisorientypen abgebildet. Aus ästheti-

scher Sicht sind bereits große Unterschiede zu erkennen.

Die Anzahl der CAD/CAM-Systeme und somit auch die breite Palette der am Markt erhältlichen und mit dem System verarbeitbaren Kunststoffrohlinge erlauben eine Herstellung der CAD/CAM-Provisorien auf mehreren Wegen (Abb. 37). Zudem können die für die CAD/CAM-Fertigung benötigten Daten entweder intraoral (Abb. 38) oder extraoral (Abb. 39) gewonnen werden. In unserem Fall wurden die Daten extraoral, also über das Gipsmodell ge-

wonnen. Systeme mit Intraoralscannern machen eine konventionelle Abformung unnötig. Ein interessanter Aspekt, da die Abformnahme für den Patienten meist unangenehm und oft mit einem Würgereiz verbunden ist. Zudem kann durch die elektronische Erfassung der Daten Zeit gespart werden. Der konventionelle Herstellungsweg eines CAD/CAM-Provisoriums mit extraoralem Scanner sieht folgendermaßen aus: Abformung der Situation, Modellherstellung, Einscannen des Modells, Konstruktion einer Restauration am Bildschirm, Formschleifen des Provisoriums.





Abb. 31 Formschleifen des Provisoriums aus dem artegral ImCrown-Rohling mit dem InLab-System

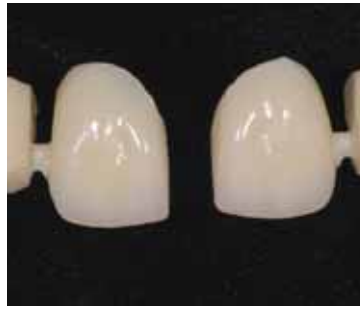


Abb. 32 a und b Die Provisorien nach dem Schleifen



Abb. 33 Die Provisorien müssen lediglich mit einer Trennscheibe vom Rohlingsrest abgetrennt werden



Abb. 34 a und b Die fertigen CAD/CAM-Provisorien auf dem Modell ...



Abb. 35 a und b ... und im Patientenmund



Zusätzlich ist es bei der Herstellung der definitiven Rekonstruktionen möglich, die bereits für die Herstellung des Provisoriums gewonnenen Daten für die Gerüstherstellung der definitiven Versorgung zu verwenden.

Durch die Einführung der Intraoral-Scanner können Arbeitszeit und Kosten gespart werden. Besonders die Anzahl der Patienten-Sitzungen lässt sich reduzieren, da bereits bei der ersten Sitzung nach der Präparation der Pfeiler, die Mundsituation eingescannt werden kann. Folglich lässt sich das Provisorium CAD/CAM-technisch entweder

Chairside oder Labside herstellen. Die generierten Daten können im ersten Fall für die definitive Rekonstruktion an das Labor gesendet werden. Das Labor fertigt auf Basis der digitalen Daten die Restauration an, die dann bei der nächsten Sitzung einprobiert und eventuell bereits eingesetzt werden kann.

Eine weitere Möglichkeit, die sich mit einem Intraoralscanner bietet, besteht darin, die Rekonstruktion am PC zu konstruieren und die Daten an ein Fräszentrum zu senden. Dort wird das Provisorium formgeschliffen/-gefräst. Das

Fräszentrum liefert das Provisorium innerhalb kurzer Zeit dem Dentallabor beziehungsweise dem Zahnarzt.

Für das extraorale Einscannen ist ein Situationsmodell notwendig. Dieses kann entweder im Dentallabor oder im Fräszentrum eingescannt und/oder konstruiert werden. Auch das Fräsen lässt sich in diesem, wie im vorhergehenden Fall an ein Fräszentrum auslagern. Anschließend können die CAD/CAM-Provisorien mit dazu gehörigen Kunststoffen individualisiert werden.



Abb. 36 a bis c. Gegenüberstellung der drei unterschiedlich hergestellten Provisorien. Direktprovisorium (a), Eierschalenprovisorium (b), CAD/CAM-Provisorium (c)

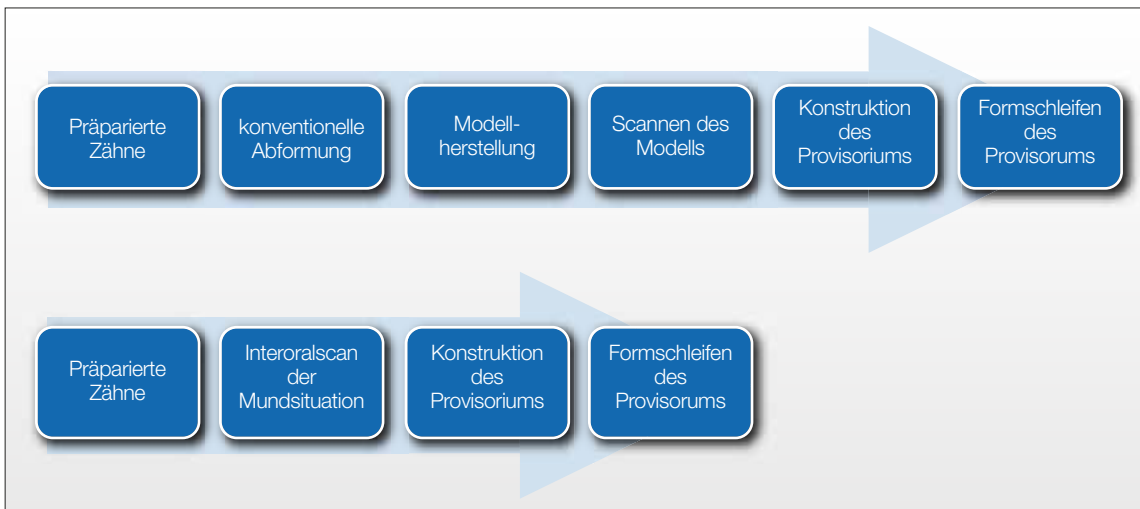


Abb. 37 Schematische Darstellung der Herstellungsschritte von CAD/CAM-Provisorien: Oben mit Extraoralscanner, unten mit Intraoralscanner

CAD/CAM-Provisorien, die das Labor anfertigt, können vom Zahntechniker zusätzlich ästhetisch optimiert werden, während die Provisorien, die am Patientenstuhl CAD/CAM-technisch hergestellt wurden, in der Regel höchstens auspoliert werden. Der Weg über den Zahntechniker liefert somit gegebenenfalls ästhetisch anspruchsvollere Provisorien.

Viele Dentalfirmen bieten mittlerweile Kunststoffrohlinge für ihre Systeme an. Diese liegen in einem bereits auspolymerisierten Zustand in Form von Rohlingen vor. Die Rohlinge werden unter industriellen Bedingungen hergestellt. Das bedeutet, dass das Gefüge und die Eigenschaften besser definiert und kontrolliert werden können. Eventuell auftretende Fehler, wie sie im Labor beziehungsweise in der Praxis während der Verarbeitung und Polymerisation auftreten können, sind ausgeschlossen. Der Gehalt an nicht

umgesetzten Monomermolekülen, der so genannte Restmonomergehalt, bleibt niedrig. Der Zahntechniker im Labor beziehungsweise der Zahnarzt in der Praxis sowie der Patient werden nicht mehr mit den nicht auspolymerisierten Monomeren konfrontiert. Das Allergiepotential während der Verarbeitung dieser Kunststoffe wird somit minimiert. Auch die mechanischen Eigenschaften der industriell polymerisierten Kunststoffe sind im Vergleich zu „manuell“ polymerisierten Kunststoffen besser [11, 12, 13, 14, 15, 16, 17].

Daher kann die Aussage getroffen werden, dass es nicht nur mehrere Wege zur Herstellung eines Provisoriums gibt, sondern, dass die unterschiedlichen Technologien auch unterschiedliche mechanische Eigenschaften des Provisoriums nach sich ziehen. Somit haben der Techniker und der Zahnarzt die Möglichkeit, sich abhängig von den je-

weiligen Bedürfnissen und Ansprüchen, frei für eine der Technologien zu entscheiden.

Nachfolgend werden die Eigenschaften von CAD/CAM-Kunststoffen mit konventionellen provisorischen Kunststoffen in mehreren in vitro Studien verglichen und diskutiert.

#### Abrasionsbeständigkeit provisorischer Kunststoffe

In einer der in vitro Studien wurde die Abrasionsbeständigkeit von sieben Kunststoffen für Provisorien geprüft. Dabei handelte es sich um vier CAD/CAM-Kunststoffe. Bei zweien handelt es sich um PMMA-Kunststoffe (artBloc Temp, Merz Dental und ZENO PMMA, Wieland Dental) und bei zweien um Komposite (CAD-Temp, Vita Zahnfabrik und Nano Composite CFI 18mm, CFI Ltd. & Co KG). Zusätzlich wurden ein Kunst-





Abb. 38 Intraorales Einscannen der Mundsituation



Abb. 39 Extraorales Einscannen der Mundsituation



Abb. 40 Menschlicher Molar vor dem Abtrennen des Höckers und daneben der abgetrennte Höcker, der als Antagonist für die Kausimulationen dient



Abb. 41 Der entsprechend präparierte menschliche Zahn wird zur Messung der Abrasion in Amalgam fixiert

stoff für Direktprovisorien (CronMixK, UDMA-Komposit, Merz Dental), ein PMMA-Eierschalenkunststoff (integral esthetic press, Merz Dental) sowie ein PMMA-Kunststoff für Direkt- und Eierschalenprovisorien (Unifast III, GC Europe) geprüft.

Aus den CAD/CAM-Rohlingen wurden kleine runde Scheiben abgedreht und in den Kaumaschinenhaltern aus Metall mit einem Kaltpolymerisat (Temp2000, Kerr) fixiert. Die Kunststoffe für die Direkt- und Eierschalenprovisorien wurden direkt in die Kaumaschinenhalter appliziert und nach Herstellerangaben auspolymerisiert. Abschließend wurden alle Prüfkörper mit SiC bis zu P4000 (TegraPol-21, Struers, Ballerup) hochglanzpoliert (Schleifmaschine Tegra Force/Tegra Pol, Struers). Diese Politur erzielte vergleichbare Oberflächenheiten, wie die der Oberfläche klinisch einzusetzender Provisorien.

In der Kaumaschine wurden als Antagonisten die mesio bukkalen Höcker von menschlichen Molaren verwendet (Abb. 40). Diese wurde standardisiert mittig in einem Metallhalter mit Amalgam fixiert (Abb. 41).

Anschließend wurden die Kontaktf lächen zwischen dem Kunststoff und dem Antagonisten im Kausimulator (Eigenbau der Universität Zürich) mit einer Okklusionsfolie markiert. Die Prüfkörper wurden, um die Ausgangssituation der Kunststoffoberfläche zu bestimmen in einer 3DS-Oberflächenrauheitsmaschine (Eigenbau der Universität Zürich) eingespannt und das Oberflächenprofil aufgenommen. Es wurde mit einer Diamanttastspitze eine Kunststoffoberfläche von 3 x 3 mm abgetastet und die Initialdaten gespeichert.

Der Verschleiß der nach 240 000 bis 250 000 Kauzyklen produziert wird, ent-

spricht laut Literatur dem Verschleiß nach einjährigem klinischen Einsatz [2, 7, 10]. Um einen Einsatz nach fünf Jahren zu simulieren, müssten also 1 200 000 bis 1 250 000 Kauzyklen im Kausimulator durchgeführt werden. In der vorliegenden Untersuchung wurde die Abrasionsbeständigkeit nach 120 000 Kauzyklen (zirka 6 Monate Mundsituation), nach 240 000 Kauzyklen (zirka 1 Jahr), nach 640 000 Kauzyklen (zirka 3 Jahre und 2 Monate) und nach 1 200 000 Kauzyklen (zirka 5 Jahre) gemessen.

Nach der Initialmessung wurden die Prüfkörper in der Kaumaschine fixiert (Abb. 42 bis 43). Neben der Kaukraft von 50 N wurden die Prüfkörper zusätzlich mit Thermolastwechseln gestresst. Die Wasserbäder wechselten hierfür alle 30 s von 5 °C auf 50 °C. Im Kausimulator wurde eine Serie mit sechs Prüfkörpern gleichzeitig getestet [6, 8].

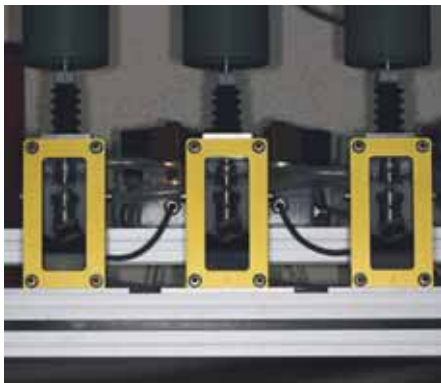


Abb. 42 Die Prüfkörper in der Kaumaschine während der Kausimulation



Abb. 43 Aus der Nähe betrachtet, stellen sich die fixierten Prüfkörper in der Kaumaschine derart dar



Abb. 44 Nach der Kausimulation wird der Materialverlust messtechnisch bestimmt

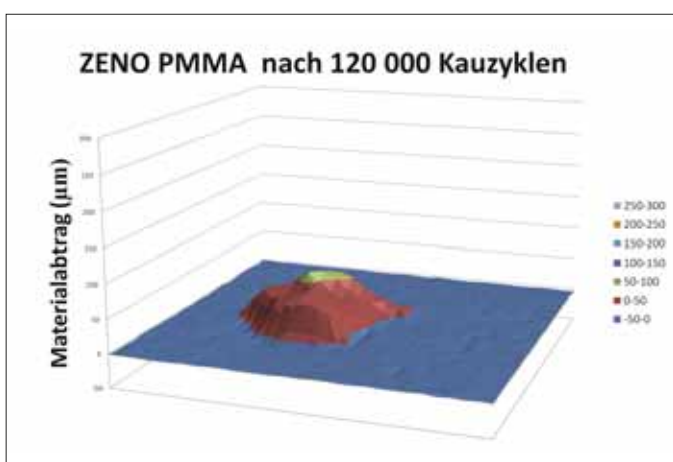


Abb. 45 Positivform des Materialverlustes von ZENO PMMA nach 120 000 ...

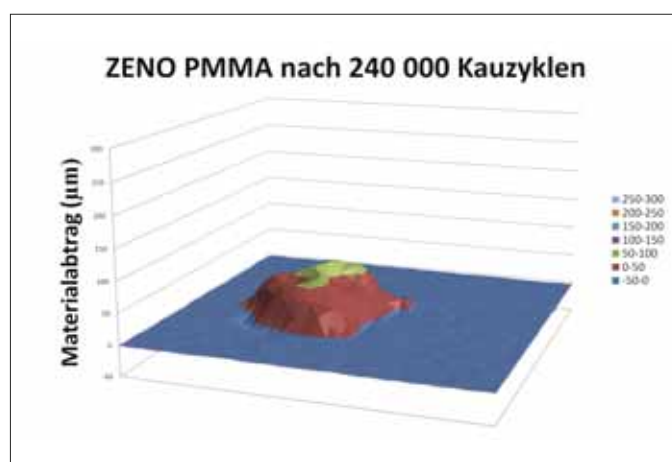


Abb. 46 ... nach 240 000, ...

Nach 24 Stunden (120 000 Kauzyklen) fand erneut die Messung in der 3DS-Oberflächenrauheitsmaschine statt (Abb. 44). Mithilfe der dazugehörigen Software konnte die Differenz zwischen der Ausgangssituation und dem Flächenverlust nach 120 000 Kauzyklen in der Kaumaschine berechnet werden. Anschließend wurden die Prüfkörper weitere 120 000 Kauzyklen in der Kaumaschine belastet und erneut der Materialverlust des provisorischen Kunststoffes gemessen.

Bei der Auswertung wurde die Differenz zwischen dem Ausgangswert und dem gemessenen Wert nach 120 000, 240 000, 640 000 und 1 200 000 Kauzyklen berechnet und graphisch dargestellt. Aus sechs Prüfkörpern pro Serie wurde unter Verwendung des jeweils höchsten Punkts des Materialverlustes der Mittelwert gebildet.

Die Abbildungen 45 bis 48 zeigen in den Flächendiagrammen am Beispiel von ZENO PMMA, den Materialverlust nach 120 000, 240 000, 640 000 und 1 200 000 Kauzyklen. Sie stellen die positiven Unterschiede zwischen zwei Datensätzen, der Ausgangssituation und der Oberfläche nach der jeweiligen Kausimulation dar. In der Abbildung 49 sind die erzielten Materialverluste aller hier geprüften provisorischen Werkstoffe im Zeitverlauf dargestellt. In der Tabelle 1 sind die jeweiligen Mittelwerte der Abrasionsbeständigkeit der provisorischen Kunststoffe zu finden.

Die signifikant höchsten Materialverluste nach 5 simulierten Jahren wurden beim manuell polymerisierten PMMA-Eierschalenkunststoff (integral esthetic press) mit über 190 µm nach 1 200 000 Kauzyklen beobachtet. Die geringsten

Materialverluste wies das CAD/CAM-Komposit auf (Nano Composite CFI 18 mm). Allerdings wurden bei näherer Betrachtung dieses Materials im industriell hergestellten Rohling kleine unauspolymerisierte Stellen entdeckt (Abb. 50). Diese könnten eventuell auf weitere mechanische Eigenschaften, wie die Festigkeit oder Verfärbungsrate, einen negativen Einfluss haben. Im vorliegenden Diagramm (vgl. Abb. 49) sind zusätzlich zwei Wertebereichsgruppen zu erkennen. In der, nach dem Nano Composite CFI 18 mm, zweit-abrasionsbeständigsten Gruppe, befinden sich zwei CAD/CAM-Werkstoffe und ein manuell polymerisierter Komposit für Direktprovisorien (CronMix K). Die CAD/CAM-Kunststoffe sind ein Komposit (CAD-Temp) und ein PMMA-Kunststoff (ZENO PMMA). Im nächst höheren Wertebereich liegt der PMMA

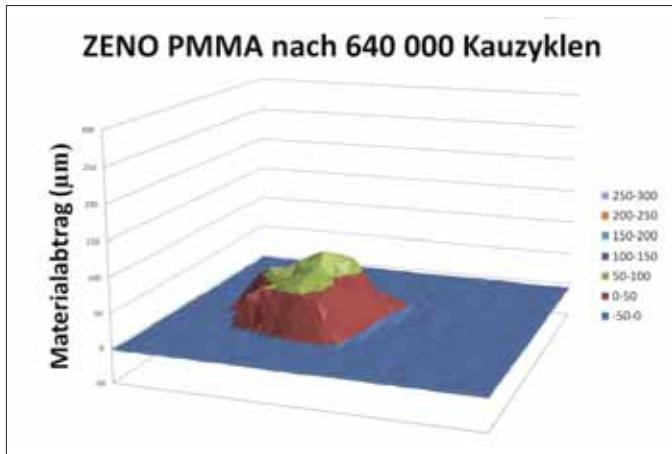


Abb. 47 ... nach 640 000 und ...

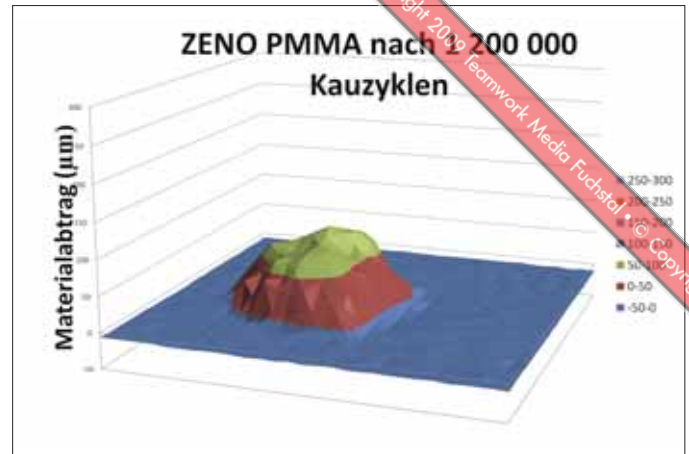


Abb. 48 ... nach 1 200 000 simulierten Kauzyklen

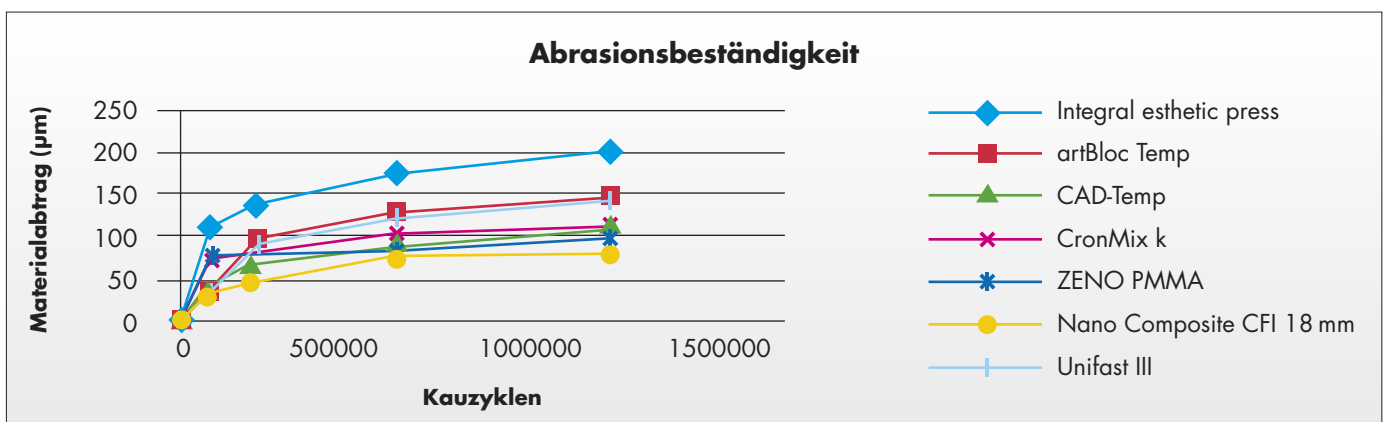


Abb. 49 Abrasionsbeständigkeitsverlauf verschiedener provisorischer Kunststoffe nach den simulierten Kauzyklen

CAD/CAM-Kunststoff artBloc Temp und ein PMMA-Kunststoff für Direkt- sowie für Eierschalenprovisorien (Unifast III). Integral esthetic press befindet sich mit den hier höchsten Abrasionsverlusten im letzten Wertebereich.

Bei Betrachtung der Verlaufskurven, wurden nach den ersten 120 000 Kauzyklen (entspricht 6 Monate Mundsituation) die höchsten Materialverluste wieder bei integral esthetic press (107 µm) gemessen. Erstaunlicherweise wiesen nach 120 000 Kauzyklen Materialien wie ZENO PMMA und Cron-Mix K, die nach 5 Jahren Mundsituation sehr kleine Materialverluste hatten, im Vergleich zu artBloc Temp, Unifast III, Nano Composite CFI 18 mm und CAD-Temp signifikant höhere Materialverluste auf.

Des Weiteren wurden die Abrasionsbereiche aller Kunststoffe nach 1 200 000 Zyklen Kausimulation mit dem REM aufgenommen (Abb. 51 bis 57). Die abradieren Flächen wurden bei allen Kunststoffen bei gleicher Vergrößerung aufgenommen. Es ist deutlich zu sehen, dass die abradieren Flächen bei den PMMA-Kunststoffen größer als bei den Kompositen sind. Die Ausnahme macht ZENO PMMA, denn dieser Kunststoff weist nach 120 000 Kauzyklen eine niedrige Abrasionsbeständigkeit auf. Nach bis zu 5 Jahren pendelt sich dieser Kunststoff ein und erreicht schließlich einen sehr kleinen Materialverlustwert im Vergleich zu den weiteren hier geprüften Kunststoffen. Insgesamt lässt sich aus dieser Untersuchung folgern, dass die Komposite abrasionsbeständiger sind als PMMA-Kunststoffe. Des Weiteren lässt sich die

Aussage treffen, dass die industriell polymerisierten CAD/CAM-Kunststoffe nach den Kausimulationen niedrigere Materialverluste aufweisen als die manuell polymerisierten Kunststoffe der gleichen Gruppe. Somit sind die CAD/CAM-Rohlinge nicht nur aus wirtschaftlicher oder biologischer Sicht, sondern auch aus materialkundlicher Sicht bezüglich der Abrasionsbeständigkeit zu empfehlen.

Unifast III weist sehr auffällige Eigenschaften auf. Es ist ein kaltpolymerisierender PMMA-Kunststoff für Direkt- und Eierschalenprovisorien. Seine Abrasionsbeständigkeitswerte sind sehr gut und liegen sogar tiefer als die des PMMA CAD/CAM-Kunststoffs artBloc Temp.





Abb. 50 Durchgetrennter Nano Composite CFI 18 mm Rohling – hier wurden nicht vollständig polymerisierte Bereiche sichtbar

#### REM-Aufnahme nach 1 200 000 Kauzyklen in der Kaumaschine, bei gleicher Vergrößerung

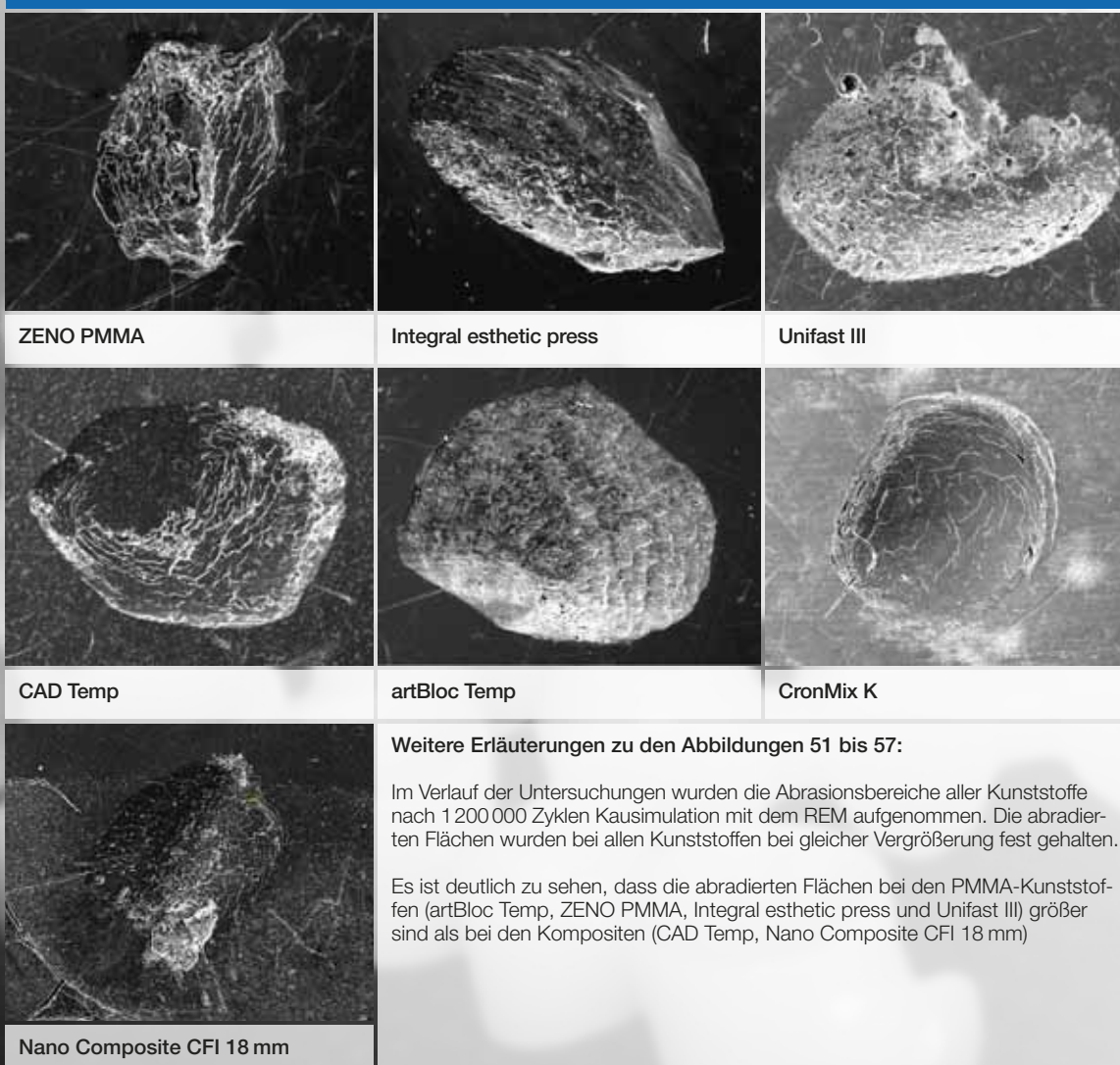




Abb. 58 CAD/CAM-Rohlinge für die Cerec-Maschine: hinten Vita CAD-Temp; vorne artBloc Temp



Abb. 59 CAD/CAM-gefräste Brücken zur Prüfung der Bruchlast

**Tab. 1: Mittelwerte der Abrasionsbeständigkeit von provisorischen Kunststoffen**

Kunststoff		Kauzyklen in der Kaumaschine				
		0	120 000	240 000	640 000	1 200 000
Direktprovisorien	Unifast III	0	50 µm	90 µm	115 µm	139 µm
	CronMix K	0	68 µm	77 µm	101 µm	112 µm
Eierschalenprovisorien	Integral esthetic press	0	107 µm	130 µm	162 µm	197 µm
	Unifast III	0	50 µm	90 µm	115 µm	139 µm
CAD/CAM Provisorien	ZENO PMMA	0	64 µm	74 µm	84 µm	97 µm
	Nano Composite CFI 18 mm	0	41 µm	48 µm	70 µm	78 µm
	CAD-Temp	0	38 µm	63 µm	89 µm	108 µm
	artBloc Temp	0	51 µm	99 µm	125 µm	143 µm

### Bruchlasten von provisorischen Brücken

Untersucht wurde die Bruchlast von dreigliedrigen provisorischen Brücken nach bis zu 6 Monaten Alterung im künstlichen Speichel.

In dieser Untersuchung wurden ebenfalls drei unterschiedliche Herstellungstechniken und fünf provisorische Kunststoffe hinsichtlich der Bruchlast von dreigliedrigen Brücken geprüft und verglichen [11, 16, 17]. Zusätzlich wurde der Einfluss der Alterung im künstlichen Speichel bis zu 6 Monate bei 37 °C auf die Bruchlast dieser Brücken geprüft. Die verwendeten Kunststoffe für die CAD/CAM-Bearbeitung waren artBloc Temp, ein PMMA-Heißpolymerisat und CAD-Temp, ein mikrogefülltes Komposit (Abb. 58). Für die Ei-

erschalenprovisorien wurde ein kaltpolymerisierender PMMA-Kunststoff (integral esthetic press) verwendet. Die Unterfütterung erfolgte mit einem PMMA-Kaltpolymerisat (Temp2000, Kerr). Die Direktprovisorien wurden aus Autopolymerisaten auf Basis von UDMA (CronMix K, Merz Dental) und auf Basis von PMMA hergestellt (Unifast III, GC Europe).

Aus jedem Kunststoff wurden 90 formkongruente Brücken (Abb. 59) hergestellt und in 6 Gruppen à 15 Prüfkörper eingeteilt. Die Bruchlasten der ersten Gruppe aller Kunststoffe wurden sofort nach der Herstellung gemessen. Die fünf übrigen Serien wurden vor der Messung einer künstlichen Alterung unterzogen.

Der Prüfkörper entsprach einer dreigliedrigen Brücke vom zweiten Prämolaren

auf den zweiten Molaren (Abb. 61). Die Wandstärke der Kronen betrug 0,9 mm. Der Querschnitt der Verbinder war rechteckig mit gerundeten Kanten und hatte eine Querschnittsfläche von zirka 7,4 mm<sup>2</sup>.

Die Brücken wurden auf einem Stahlmodell mit rotationssymmetrisch präparierten Stümpfen eines 5ers und eines 7ers geprüft (Abb. 60). Die Stümpfe wiesen auf Höhe der Schulter einen Durchmesser von 7 mm (5er) beziehungsweise 8 mm (7er) auf und waren als Stahlzylinder mit kugelförmigen Aufstell-Enden konzipiert. Zudem waren die Stümpfe mit einer 1 mm breiten zirkulären Schulter und einer 6° konischen Präparation versehen. Die Höhe der Stümpfe betrug 5 mm. Die Stümpfe waren mit ihren Wurzeln in einem Aluminiumblock gelagert, sodass die Rota-

Abb. 60  
Stumpfmodell für dreigliedrige Bückenbruchlastprüfung: Stahlmodell mit rotationssymmetrisch präparierten Stümpfen, die über eine 0,75 mm dicke Gummimanschette in einem Aluminiumblock gelagert sind

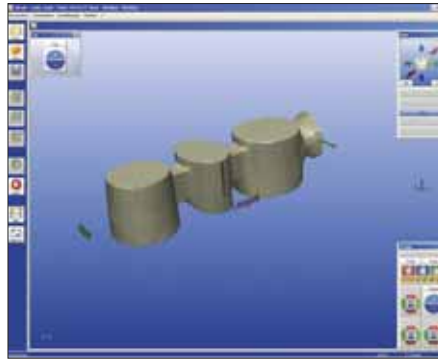


Abb. 61 Konstruierter Prüfkörper für die Bruchlastuntersuchungen

Abb. 62  
Prüfanordnung der Bruchlastprüfung in einer Universalprüfmaschine von Zwick. Die Stirnfläche eines zylindrischen Stempels belastet das Zwischenglied mit einer Vorschubgeschwindigkeit von 1 mm/min



tionsachsen der beiden Stümpfe einen Abstand von 16,5 mm aufwiesen. Die Lagerung im Block erfolgte mit einer 0,75 mm dicken Gummimanschette, um die Eigenbeweglichkeit natürlicher Zähne im Parodont zu simulieren [3]. Beide CAD/CAM-Werkstoffe artBloc Temp und CAD-Temp wurden mit Cerec-System formgeschliffen. Dazu wurde die Master-Brücke (Referenzbrücke) in die Schleifeinheit (Cerec inLab, Sirona) eingescannt. Mit den erhaltenen Daten wurde über den Konstruktionsweg „Wax-up“ (inLab 3D, Software V3.03, Sirona) ein formidentisches Werkstück generiert und anschließend je Werkstoff 15-mal formgeschliffen. Um Vergleichsdaten zu ermitteln, wurden Direkt- und Eierschalenprovisorien formkongruent mittels Spritzverfahren hergestellt. Die Master-Brücke wurde dazu in einer Küvette mit einem A-Silikon (Dublislil 30, Dreve) dupliert. Die

Hohlräume der Duplierform wurden mit dem jeweiligen Kunststoff für Direkt- und Eierschalenprovisorien gespritzt. Die Polymerisation erfolgte nach Herstellerangaben.

Da die Eierschalenprovisorien vor dem Einsetzen klinisch unterfüttert werden müssen, wurden die Eierschalen-Prüfkörper, um analog zum klinischen Vorgehen zu arbeiten, an den Innenflächen der Kronen 0,2 mm mit einer kreuzverzahnten Kunststofffräse ausgeschliffen und anschließend auf einem Gipsmodell mit dem PMMA-Kaltpolymerisat Temp2000 unterfüttert. Unmittelbar nach der Herstellung der Gerüste fand die Prüfung der Bruchlast der ersten Serien aller Kunststoff-Arten statt. Die weiteren Serien wurden für 24 h, 7, 28, 90 und 180 Tage im künstlichen Speichel bei 37 °C im Trockenschrank (Binder VD, Binder GmbH) gelagert. Die Rezeptur des künstlichen Speichels ist der

Tabelle 2 zu entnehmen. Anschließend ging es an die Prüfung der Bruchlast-Werte der Gerüste. Dazu wurde das Gerüst unzementiert auf den Stümpfen des Prüfmodells positioniert und in einer Universalprüfmaschine (Z010, Zwick) mit der Stirnfläche ( $d = 5 \text{ mm}$ ) eines zylindrischen Stempels am Zwischenglied linear belastet. Die Vorschubgeschwindigkeit betrug 1 mm/min. Eine 0,2 mm dicke Teflonfolie zwischen dem lastaufbringenden Stempel und der Brücke sorgte für eine homogene Lastverteilung auf dem Brückenglied (Abb. 62). Die erzielten Bruchlasten der ungealterten Kunststoffe sind in der Tabelle 3 zusammengefasst. Unmittelbar nach der Herstellung der Prüfkörper erreichte der CAD/CAM-Kunststoff artBloc Temp mit  $384,1 \pm 16,5 \text{ N}$  die höchsten Bruchlast-Werte (Abb. 63). Im gleichen Wertebereich befand sich das mit Temp2000 unterfütterte Eierschalenprovisorium

**Tab. 2: Rezeptur des künstlichen Speichels**

KCl	0.4 g/l
NaCl	0.4 g/l
CaCl <sub>2</sub> , 2H <sub>2</sub> O	0.906 g/l
NaH <sub>2</sub> PO <sub>4</sub> , 2H <sub>2</sub> O	0.690 g/l
Na <sub>2</sub> S, 9H <sub>2</sub> O	0.005 g/l
Uräa	1 g/l

**Tab. 3: Alterung provisorischer Brücken im künstlichen Speichel bei 37 °C**

Alterungszeit	1 Tag	7 Tage	28 Tage	90 Tage	180 Tage
Kunststoff (Initialwert)					
CronMix K (180,4 N)	322,8 N	509,0 N	480,2 N	433,6 N	451,6 N
Unifast III (255,6 N)	245,9 N	220,0 N	189,7 N	192,1 N	210,3 N
integral mit Temp (354,7 N)	348,4 N	319,2 N	318,0 N	302,4 N	268,4 N
artBloc Temp (384,1 N)	384,3 N	376,7 N	375,1 N	348,9 N	348,3 N
CAD-Temp (288,9 N)	290,0 N	297,3 N	277,0 N	284,1 N	297,8 N



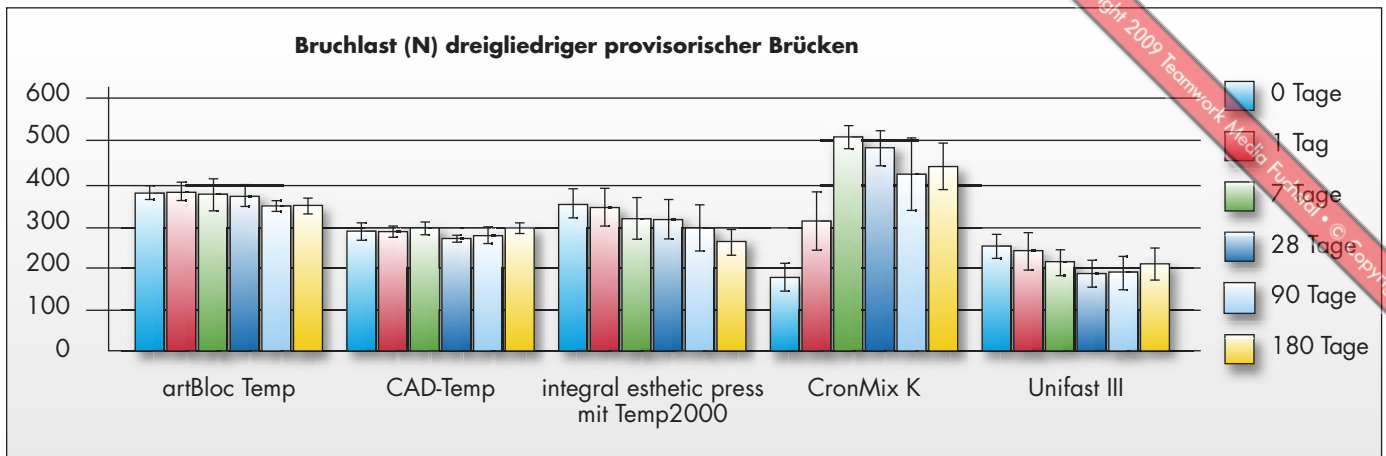


Abb. 63 Bruchlastresultate nach Alterung im künstlichen Speichel

(354,7 ± 40,1 N) aus integral esthetic press. Das CAD/CAM-Provisorium aus CAD-Temp mit 288,9 ± 30,2 N sowie das PMMA-Direktprovisorium aus Unifast III mit 255,6 ± 23,0 N lagen gemeinsam im nächst tieferen Wertebereich. Deren Bruchlastwerte waren signifikant höher ( $p = 0,000$ ) als die Bruchlast des Direktprovisoriums aus CronMix K (180,4 ± 33,7 N).

Die Alterung der Prüfkörper zeigte je nach Material unterschiedliche Effekte. Beim CAD/CAM-Kunststoff artBloc Temp hatte die künstliche Alterung statistisch gesehen keinen Einfluss auf die Bruchlast. Der Nullwert (384,1 ± 16,5 N) und der Wert nach 180 Tagen Lagerung im künstlichen Speichel (348,3 ± 24,4 N) liegen in einem Wertebereich ( $p = 0,051$ ).

Die Eierschalenprovisorien weisen einen kontinuierlichen Abfall der Werte mit der Zeit der künstlichen Alterung auf. Der Nullwert betrug 354,7 ± 40,1 N, während der Bruchlastwert nach 7 Tagen Alterung bereits auf 319,2 ± 46,7 N und nach 180 Tagen auf 268,4 ± 35,1 N fiel. Ein signifikanter Unterschied ( $p = 0,001$ ) ist ebenfalls zwischen dem 1 Tag und 180 Tagen Alterung zu erkennen.

Auch der CAD/CAM-Kunststoff CAD-Temp blieb bis zum 180. Alterungstag stabil. Der Nullwert betrug 288,9 ± 30,2 und der Wert nach 180 Tagen 297,8 ± 17,9 N.

Bei Unifast III als PMMA-Direktprovisorium blieben die Bruchlastwerte bis zu 24 h Alterung stabil ( $p = 0,990$ , Nullwert: 255,6 ± 23,0 N, nach 24 h: 245,9

± 34,8 N). Ab dem siebten Alterungstag (220,0 ± 29,6 N) war eine leicht fallende aber nicht signifikante Tendenz der Bruchlastwerte zu erkennen. Nach 28 Tagen Lagerung im künstlichen Speichel fiel die Bruchlast auf 189,73 ± 31,0 N ab. Dieser Wert war signifikant tiefer als der Nullwert ( $p = 0,001$ ) und der Bruchlastwert nach 24 h Alterung ( $p = 0,005$ ). Von dort an blieben die Bruchlastwerte stabil.

Das Direktprovisorium CronMix K erzielte in der Serie, die sofort nach der Herstellung bis zum Bruch belastet wurde, die tiefsten Bruchlastwerte von 180,4 ± 33,7 N. Bei der zweiten Serie, die nach 24 h bereits künstlich gealtert war, fand eine signifikante Steigerung ( $p = 0,000$ ) der Bruchlast auf 322,8 ± 58,5 N statt. Nach 7 Tagen künstlicher Alterung stieg die Bruchlast signifikant ( $p = 0,000$ ) auf 509,0 ± 41,2 N und erreichte den in der vorliegenden Untersuchung höchsten gemessenen Bruchlastwert aller Serien. Ab diesem Zeitpunkt fand wieder eine leichte Abnahme der Bruchlast statt. Nach 180 Tagen Alterung konnte eine Bruchlast von 451,6 ± 42,4 N ermittelt werden.

Die Kaukräfte im Molarenbereich werden mit durchschnittlich 400 N angegeben [5]. Die hier gemessenen maximalen Kräfte lagen alle bis auf das Direktprovisorium aus CronMix K nach 24 h Alterung unterhalb der durchschnittlichen Kaukräfte. Die aus artBloc Temp Rohlingen geschliffenen Provisorien sowie das Eierschalenprovisorium erreichten mit vereinzelt Werten die 400 N Grenze.

Die im Dentallabor hergestellten Eierschalenprovisorien zeigen eine tendenzielle Abnahme der Bruchlast in Abhängigkeit der Alterungszeit. Die Werte des Direktprovisoriums Unifast III und des CAD/CAM-Provisoriums CAD-Temp lagen deutlich unter der 400 N Grenze. Da die Provisorien nur eine begrenzte Zeit funktionell belastet werden, kann man diese Tatsache als weniger kritisch einstufen.

Die Bruchlast des Direktprovisoriums aus CronMix K liegt, unmittelbar nach der Herstellung gemessen, sehr tief. Durch die Nachpolymerisation steigt allerdings die Bruchlast bereits nach 24 h. Die Nachpolymerisation der Kunststoffe wirkt dem Festigkeitsabfall durch Wassereinlagerung entgegen [1, 9]. Für die Praxis bedeutet dies, dass temporärer Zahnersatz nicht stark belastet werden sollte, da dieser noch nachhärtet [4].

Der CAD/CAM-Werkstoff CAD-Temp erreichte in dieser Untersuchung bei der künstlichen Alterung sehr stabile Werte. Der künstliche Speichel und die erhöhte Temperatur von 37 °C (simulierte Körpertemperatur) hatten keinen Einfluss auf die Bruchlastwerte. Langzeitprovisorien müssen die Funktionen einer definitiven Versorgung übernehmen. Die Bruchlast der geprüften Brücken lag bei der geprüften Geometrie deutlich unter der durchschnittlichen Kaukraft.

Die für die CAD/CAM-Technologie indizierten Werkstoffe artBloc Temp und CAD-Temp zeigten während der künstlichen Alterung die stabilsten Werte. ArtBloc Temp kam an die durchschnittlichen Kaukräfte von 400 N heran.



Abb. 64 Formschleifen von artBloc Temp Brücken im Sirona InLab

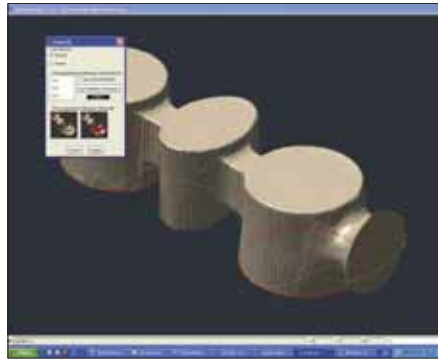


Abb. 65 Die STL-Datei des Sirona Systems wurde auf das CAD-Modul des ZENO Tec Systems überspielt

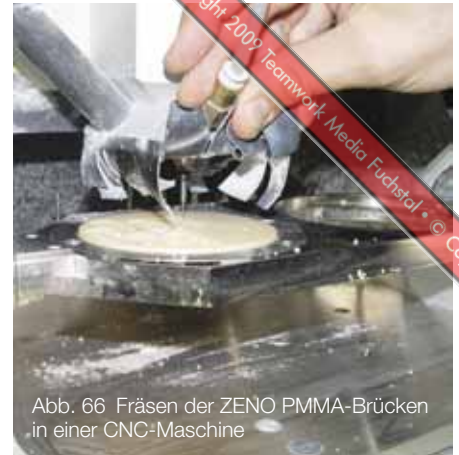


Abb. 66 Fräsen der ZENO PMMA-Brücken in einer CNC-Maschine

Das Eierschalenprovisorium liegt mit seiner Bruchlast in der Anfangszeit im gleichen Wertebereich. Nun nimmt die Bruchlast mit der Alterungszeit kontinuierlich ab. Das CAD/CAM-Komposit CAD-Temp erreicht anfangs um zirka 100 N niedrigere Bruchlastwerte als der PMMA-Kunststoff artBloc Temp. Bei diesem Kunststoff hat die Alterung keinen Einfluss auf die Bruchlastwerte. Unifast III als Direktprovisorium liegt mit seiner Bruchlast im gleichen Wertebereich wie der Kunststoff CAD-Temp. Allerdings sinkt hier die Bruchlast mit der Alterungszeit. Das Direktprovisorium CronMix K erreicht anfangs die niedrigsten Bruchlastwerte und polymerisiert mit der Zeit nach, sodass das Direktprovisorienmaterial bereits nach sieben Tagen die höchsten Bruchlastkräfte aufweist.

#### Bruchlast nach 5 Jahren Alterung

In dieser in vitro Untersuchung wurden dreigliedrige Brücken kausimuliert und auf die Bruchlast geprüft. Zusätzlich zu den vorangegangenen Versuchsreihen, wurden Brücken der gleichen Geometrien und drei unterschiedlicher Herstellungsverfahren im Kausimulator bis zu 5 Jahre/Mundsituation gealtert. Es wurden formkongruente PMMA CAD/CAM-Brücken aus artBlock Temp und ZENO PMMA, Eierschalenprovisorien aus integral esthetic press und Direktprovisorien aus CronMix K hergestellt. Pro Werkstoff wurden 60 Brücken hergestellt. Diese wurden jeweils in 5 Gruppen eingeteilt.

ArtBloc Temp-Brücken wurden analog zu der vorherigen Untersuchung in einer inLab Maschine geschliffen (Abb. 64). Für die ZENO PMMA-Brücken wurde die STL-Datei der Cerec Software auf die ZENO Tec Maschine übertragen (Abb. 65). Mit dieser wurden 60 formkongruente ZENO PMMA-Brücken gefräst (Abb. 66). Die konventionellen Direkt- und Eierschalen-Brücken wurden wie in der bereits beschriebenen Studie hergestellt.

Die Bruchlast der ersten Gruppe wurde nach dem Herstellen ohne künstliche Alterung geprüft. Die jeweils 4 weiteren Gruppen pro Kunststoff wurden mit 120 000 (6 Monate), 240 000 (1 Jahr), 600 000 (2,5 Jahre) und 1 200 000 Zyklen (5 Jahre) mit gleichzeitigem Thermolastwechsel (5 °C/50 °C) kausimuliert. Die Kaukraft betrug dabei 50 N. Die Kaulastung fand auf dem Zwischenglied statt, als Antagonist kam ein menschlicher Zahn zum Einsatz (Abb. 67). Anschließend wurde bei allen Brücken die Bruchlast geprüft.

Die Bruchlastverlaufskurven sind der Abbildung 68 zu entnehmen. In der Tabelle 4 sind die jeweiligen Bruchlastmittelwerte mit der jeweiligen Standardabweichung dargestellt.

Direktprovisorien erreichten unmittelbar nach der Herstellung die signifikant kleinsten Bruchlastwerte (180,4 ± 33,7 N). Bereits nach einer Simulation von 120 000 Kauzyklen war ein Anstieg der Bruchlast auf 254,3 ± 56,8 N zu beobachten. Bei weiterer Kausimulation von zusätzlichen 120 000 Kauzyklen waren während der Kausimulation 4 Frakturen in den Brücken zu beobachten,

die restlichen 8 Brücken überlebten die Alterung, wiesen aber anschließend nach der Bruchlastprüfung signifikant geringere Bruchlastwerte (106,4 ± 98,4 N) auf. Ab der Kausimulation von 600 000 Kauzyklen frakturierten alle Brücken.

Die Initialwerte der Eierschalenprovisorien (integral esthetic press) (354,7 ± 40,1 N) lagen zusammen mit den CAD/CAM-Provisorien artBloc Temp (384,1 ± 16,5 N) in einem Wertebereich. Ab den ersten 120 000 simulierten Kauzyklen sank die Bruchlast kontinuierlich (120 000 Kauzyklen: 307,1 ± 173,4 N; 240 000 Kauzyklen: 287,9 ± 163,3 N) bis sie nach 600 000 Kauzyklen bei 53,4 ± 98,4 N gelang. Nach 1 200 000 Kauzyklen überlebten nur drei von zwölf der kausimulierten Brücken mit der anschließend geprüften Bruchlast von 12,5 ± 53,3 N.

Der Anfangswert von artBloc Temp lag bei 384,1 ± 16,5 N und blieb bis zu 1 200 000 Kauzyklen (380,9 ± 33,4 N) stabil. Es wurden kein Abfall der Bruchlast-Werte und keine vorzeitigen Frakturen der Brücken in der Kaumaschine beobachtet. ZENO PMMA-Brücken erreichten initial die signifikant höchsten Bruchlastwerte (431,6 ± 23,3 N) aller in dieser Studie geprüften provisorischen Kunststoffbrücken. Der Mittelwert der Bruchlast blieb bis zu 600 000 Kauzyklen (446,3 ± 23,0 N) stabil. Nach 1 200 000 Kauzyklen wurde eine Fraktur während der Kausimulation beobachtet, sodass der Mittelwert der Bruchlast auf 344,8 ± 133,7 N sank und somit im gleichen Wertebereich wie artBloc Temp lag.



Abb. 67 Alterung der Brücken im Kausimulator

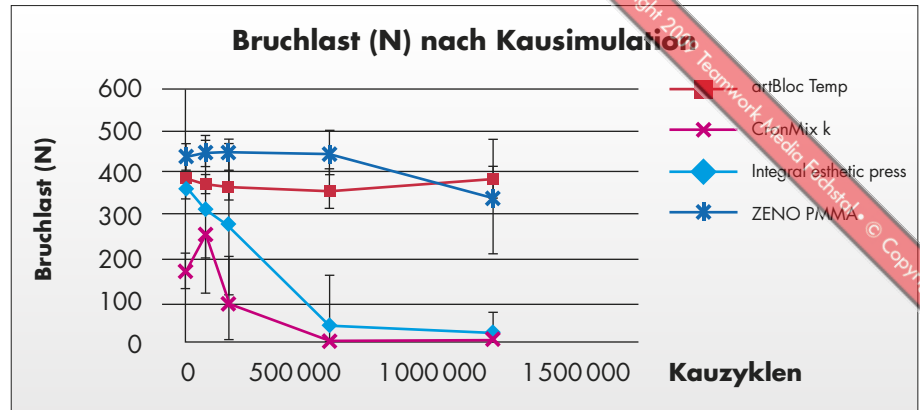


Abb. 68 Bruchlastresultate nach Alterung in der Kaumaschine

Zusammenfassend kann die Aussage getroffen werden, dass Direktprovisorien während der Kausimulation im ersten Schritt nachpolymerisieren und die Bruchlast anschließend wieder bereits nach 240 000 Kauzyklen (umgerechnet 1 Jahr) abnimmt. Die Bruchlastwerte liegen eindeutig weit unter der durchschnittlichen Kaukraft von 400 N.

Die Eierschalenprovisorien erreichten anfangs hohe Bruchlastwerte (vereinzelt über 400 N), die allerdings schnell und konstant mit der Kauzyklenanzahl abnahmen.

Somit machen die Resultate dieser Studie sichtbar, dass konventionelle Provisorien mit den hier geprüften Geometrien nicht als Langzeitprovisorien geeignet sind. Eine Tragedauer von 6 Monaten sollte nicht überschritten werden.

CAD/CAM-Provisorien weisen über die Alterungszeit konstante Werte auf. Bei artBloc Temp waren keine Veränderungen in der Bruchlast zu beobachten [13], während die Bruchlast-Werte von

ZENO PMMA während der künstlichen Alterung zwar im gleichen Wertebereich blieben, frakturierte eine Brücke bei 1 200 000 Kauzyklen in der Kaumaschine.

Der Unterschied bezüglich der Bruchlast bei Alterung lässt sich eindeutig durch die Art und Weise der Polymerisation des Materials erklären. Die industriell polymerisierten Brücken weisen höhere und über den Alterungsprozess hinweg stabilere Bruchlastwerte auf.

#### Design des Verbinders einer CAD/CAM- Brücke

In dieser Studie sollte der Einfluss der Verbindergeometrie auf die Bruchlast von dreigliedrigen Brücken herausgearbeitet werden. Zusätzlich wurde der Geometrieinfluss einer CAD/CAM-Brücke (artBloc Temp) mit einem Direktprovisorium (CronMix K) in Betracht gezogen. Insgesamt wurden aus jedem Kunststoff 60 Brücken mit 4 ovalen

unterschiedlich großen Verbinderquerschnitten (6 mm<sup>2</sup>, 9 mm<sup>2</sup>, 12 mm<sup>2</sup> und 16 mm<sup>2</sup>) hergestellt.

Die kliniknahen anatomischen dreigliedrigen Brücken wurden vom ersten Prämolaren auf den ersten Molaren konstruiert. Die Querschnitte der Verbinder wiesen die von der Software vorgeschlagene ovale Form auf. Lediglich die Größe der Verbinderfläche wurde bei den Serien verändert. Die Herstellung der CAD/CAM-Gerüste erfolgte mit dem Cerec 3D System (Sirona Dental Systems). Das Stahlmodell (in der vorherigen Studie bereits beschrieben) wurde mit der Cerec 3D Kamera (Aufnahmeeinheit SN 24883) aufgenommen/gescannt und das Brückengerüst mit der CAD/CAM-Software konstruiert (inLab Software 3.10). Die Verbinderquerschnittflächen wurden auf beiden Seiten auf 6 mm<sup>2</sup>, dann 9 mm<sup>2</sup>, 12 mm<sup>2</sup> und 16 mm<sup>2</sup> eingestellt. Anschließend wurden die Brücken in einer inLab MCXL Schleifein-

**Tab. 4: Mittelwerte der Bruchlasten von provisorischen Brücken nach bis zu 5 Jahren Mundsituation Alterung im Kausimulator**

Provisorische Kunststoffe	Initialwerte	Nach 120 000 Kauzyklen	Nach 240 000 Kauzyklen	Nach 600 000 Kauzyklen	Nach 1 200 000 Kauzyklen
CronMix K	180,4 N	254,3 N	106,4 N	0,0 N	0,0 N
Integral esthetic press	354,7 N	307,1 N	287,9 N	53,4 N	12,5 N
artBloc Temp	384,1 N	379,9 N	376,5 N	371,3 N	380,9 N
ZENO PMMA	431,6 N	442,7 N	446,3 N	447,6 N	344,8 N



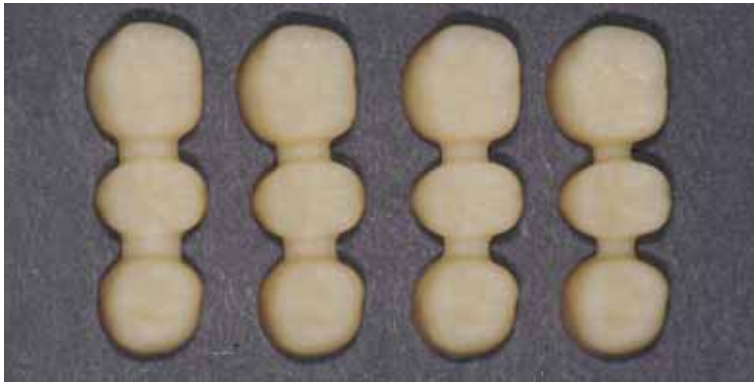


Abb. 69 Gegenüberstellung der unterschiedlich großen Verbinderquerschnitte, deren Einfluss auf die Bruchlast in dieser Untersuchung festgehalten wurde



Abb. 70 Prüfanordnung der Bruchlastprüfung von dreigliedrigen Brücken mit unterschiedlich großen Verbinderquerschnitten

heit (inLab MCXL, SN 101385) aus PMMA artBloc Temp formgeschliffen. Jede Serie bestand aus 15 Brücken.

Die vier formgeschliffenen Brücken mit den unterschiedlichen Querschnittflächen sind in Abbildung 69 abgebildet. Die Querschnittflächen der abgebildeten Brücken nehmen von rechts nach links ab ( $6 \text{ mm}^2$ ,  $9 \text{ mm}^2$ ,  $12 \text{ mm}^2$  und  $16 \text{ mm}^2$ ).

Um Formgleichheit der Direktprovisorien zu garantieren, wurden diese in einer Küvette mit einem A-Silikon (Dublisil 30, Dreve) dupliert. Die verbliebenen Hohlräume der Duplierform wurden anschließend mit dem Direktprovisorien-Kunststoff durch injizieren befüllt. Die Polymerisation erfolgte nach Herstellerangaben.

Anschließend ging es an die Bruchlast-Prüfung. Hierfür wurde das Gerüst unzementiert auf den Stümpfen des Prüfmodells positioniert und eine Stahlkugel mit einem Durchmesser von 5 mm auf die Okklusalfäche des Zwischengliedes gelegt. In einer Universalprüfmaschine (Z010, Zwick) wurde die Stahlkugel mit einem zylindrischen Stempel mit einer Stirnfläche von  $d = 5 \text{ mm}$  belastet bis die Brücke frakturierte (Abb. 70). Die Vorschubgeschwindigkeit betrug  $1 \text{ mm/min}$ . Eine doppelt gefaltete Teflonfolie ( $0,2 \text{ mm}$ ) zwischen der Stahlkugel und der Brücke sorgte für eine homogene Lastverteilung auf dem Brückenglied.

Die geringsten Bruchlastwerte von  $357,1 \pm 28,3 \text{ N}$  erreichten die Brücken mit dem kleinsten Verbinderquer-

schnitt ( $6 \text{ mm}^2$ ). Eine Querschnittfläche von  $9 \text{ mm}^2$  bei dreigliedrigen provisorischen Brücken aus artBloc Temp lieferte einen Mittelwert der Bruchlast von  $528,3 \pm 58,5 \text{ N}$ . Bei einer Querschnittfläche von  $12 \text{ mm}^2$  wurden Bruchlasten von  $616,0 \pm 36,1 \text{ N}$  und bei  $16 \text{ mm}^2$   $782,9 \pm 62,8$  gemessen. Zusammenfassend lässt sich die Aussage formulieren, dass die Bruchlastwerte proportional mit der Verbinderquerschnittfläche ansteigen.

Das Direktprovisorium erreichte bei allen Verbinderquerschnittflächen signifikant tiefere Bruchlastwerte als das CAD/CAM-Provisorium.

Die Bruchlastwerte der geprüften Direktprovisorien sowie der CAD/CAM-Provisorien sind in der Abbildung 71 darge-

stellt. In der Tabelle 5 sind die jeweiligen Mittelwerte der Serien zu finden.

Bei allen Prüfkörpern konnte während der Messung vom Zwischenglied zum Verbinder die Entstehung eines Risses beobachtet werden.

Die hier gemessenen maximalen Bruchlasten der CAD/CAM-Provisorien lagen ab dem Verbinderquerschnitt von  $9 \text{ mm}^2$  alle weit über der durchschnittlichen Kaukraft von  $400 \text{ N}$  [5]. Die Bruchlastwerte der CAD/CAM-Serien wiesen eine sehr kleine Streuung der Werte auf. Dies ist auf die industrielle und somit kontrollierte Herstellung und vor allem auf die Polymerisation der Rohlinge zurückzuführen.

Das Direktprovisorium aus CronMix K liegt auch bei einer Verbinderquerschnitt-

**Tab. 5: Mittelwerte der Bruchlasten von provisorischen Brücken in Abhängigkeit der Verbinderquerschnittfläche**

Verbinderquerschnitt	$6 \text{ mm}^2$	$9 \text{ mm}^2$	$12 \text{ mm}^2$	$16 \text{ mm}^2$
CronMix K	186,3 N	246,1 N	305,7 N	330,7 N
artBloc Temp	357,1 N	528,3 N	616,0 N	782,9 N

#### Produktliste

Produkt (CAD/CAM Rohlinge)	Name	Hersteller/Vertrieb
Für inLab	artegral ImCrown artBloc Temp CAD Temp	Merz Dental Merz Dental Vita Zahnfabrik
Für ZENO Tec	ZENO PMMA Nano Composite	Wieland Dental CFI Ltd. & Co KG
Direktprovisorien	CronMix K Unifast III	Merz Dental GC Europe
Eierschalenprovisorien	Integral esthetic press Unifast III	Merz Dental GC Europe

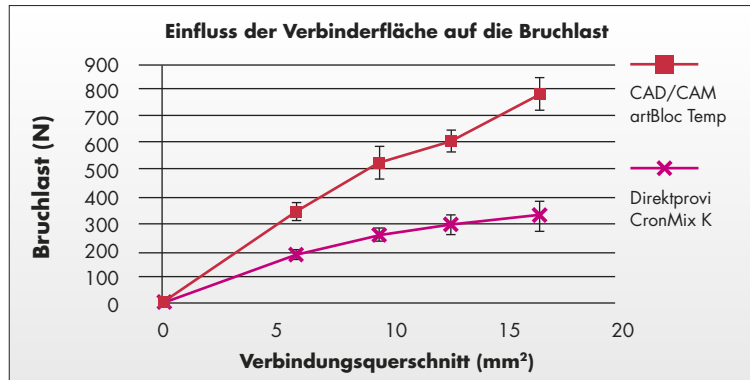


Abb. 71 Bruchlastverlaufskurven in Abhängigkeit von der Verbinderquerschnittsfläche

fläche von 16 mm<sup>2</sup> mit seinen Bruchlastwerten unter den durchschnittlichen maximalen Kaukräften von 400 N. Somit lässt sich anhand dieser in vitro Untersuchung die Aussage formulieren, dass das CAD/CAM-Provisorium mit seinen wesentlich höheren Bruchlastwerten bereits bei kleineren Verbinderquerschnittsflächen geeignet ist.

Die Verbinderquerschnittsfläche kann bei Brücken in der InLab Software vom Anwender selbst bestimmt werden. Bei dreigliedrigen Langzeitprovisorien kann anhand der in dieser Untersuchung ermittelten Ergebnisse eine Verbinderquerschnittsfläche von mindestens 9 mm<sup>2</sup> empfohlen werden. Dadurch widersteht die Brücke unter normalen Umständen den durchschnittlichen Kaukräften im

Molarenbereich von 400 N problemlos. Die konventionellen Direktprovisorien erreichen nicht einmal bei einer Verbinderquerschnittsfläche von 16 mm<sup>2</sup> die durchschnittlichen Kaukräfte.

#### Fazit

Die Resultate spiegeln den Entwicklungsstand der provisorischen, industriell polymerisierten Kunststoffe wider. Alle Ergebnisse der hier untersuchten Materialien zeigen die Überlegenheit der moderneren industriell polymerisierten und somit standardisierten Materialien gegenüber den selbstpolymerisierenden Direkt- und Eierschalenprovisorien.

CAD/CAM-Kunststoffe weisen aufgrund der industriellen und standardi-

sierten Polymerisation deutlich bessere mechanische Eigenschaften als konventionelle Kunststoffe auf. Auch die Ästhetik der CAD/CAM-gefrästen Provisorien ist besser, als die der Direktprovisorien und vergleichbar mit der der Eierschalenprovisorien. Somit wäre es denkbar, die CAD/CAM-Provisorien als Langzeitprovisorien anzubieten. Diese in vitro Alterungsversuche liefern vielversprechende Daten, allerdings muss erwähnt werden, dass zur Zeit keine in vivo Daten zur längeren Tragedauer von CAD/CAM-Provisorien vorliegen.

Zusätzlich ermöglichen CAD/CAM-Systeme mit intraoralen Scannern durch den Verzicht auf eine Abformnahme und Modellherstellung eine Zeitersparnis. In einem Intraoralscan werden die Mundsituationsdaten elektronisch erfasst. Anhand dieser Daten kann der Zahntechniker/Zahnarzt die prothetische Versorgung an einem Bildschirm konstruieren. Eine für den Patienten unangenehme Abformung wird hinfällig und somit die Herstellung des Provisoriums nicht nur einfacher und schneller, sondern auch für den Patienten angenehmer.

#### Danksagung

Die Autoren danken den Herstellern Merz Dental, Vita Zahnfabrik, Wieland Dental und GC Europe für die Unterstützung der Studien.

#### Literatur

- [1] Borchers L, Jung T. Werkstoffkundliche Untersuchungen an Materialien für Kronen und Brücken. Dtsch Zahnärztl Z 1984;39:757-760.
- [2] DeLong R, Sakaguchi RL, Douglas WH, Pintado MR. The wear of dental amalgam in an artificial mouth: a clinical correlation. Dent Mater 1985;1(6):238-242.
- [3] Filser F, Kocher P, Weibel F, Lüthy H, Schärer P, Gauckler LJ. Zuverlässigkeit und Festigkeit vollkeramischen Zahnersatzes hergestellt im DCM-Verfahren. Int J Computer Dent 2001;4:89-106.
- [4] Gausmann M, Keller P, Wöstmann B, Ferger P. Bruchfestigkeit und Reparaturfähigkeit chemisch unterschiedlicher temporärer Kronen und Brückenmaterialien. Zahnärztl Welt 1999;108:720-724.
- [5] Helkimo E, Carlson GE, Helkimo M. Bite force and state dentition. Acta Odont Scand 1976;35:297-303.
- [6] Krejci I, Lutz F, Reimer M, Heinzmann JL. Wear of ceramic inlays, their enamel antagonists, and luting cements. J Prosthet Dent 1993;69(4):425-430.
- [7] Krejci I, Lutz F. In vitro test results of the evaluation of dental restoration system. Correlation with in-vivo results. Schweiz Monatsschr Zahnmed 1990;100(12):1445-1449.
- [8] Krejci I, Reich T, Lutz F, Albertoni M. An in vitro test procedure for evaluating dental restoration systems. 1. A computer-controlled mastication simulator. Schweiz Monatsschr Zahnmed 1990;100(8):953-60.
- [9] Rzanny A, Welker D, Göbel R. Werkstoffkundlicher Vergleich temporärer K&B-Kunststoffe. Phillip J 1996;13: Sonderdruck, Heft 11-12.
- [10] Sakaguchi RL, Douglas WH, DeLong R, Pintado MR. The wear of a posterior composite in an artificial mouth: a clinical correlation. Dent Mater 1986;2(6):235-240.
- [11] Stawarczyk B, Ender A, Trottman A, Hämmerle CHF, Fischer J. Einfluss der künstlichen Alterung auf die Bruchlast konventionell oder mittels CAD/CAM hergestellter Brücken-Provisorien. Quintessenz Zahnmedizin 2009;35(3): 320-328.
- [12] Stawarczyk B, Ender A, Trottman A, Hämmerle CHF. Einfluss der Verbinderquerschnittsfläche auf die Bruchlast von dreigliedrigen Provisorien – konventionell versus CAD/CAD. Quintessenz Zahnmedizin; im Druck.
- [13] Stawarczyk B, Ender A, Trottman A, Hämmerle CHF. Long-term effect of dynamic loading on fracture load of resin composite temporary bridges. 8th Day of Clinical Research, Universität Zürich, April 2009, Abstract.
- [14] Stawarczyk B, Jahn D, Fischer J, Hämmerle CHF. Vergleichende Bruchlastuntersuchungen dreigliedriger Brücken. Welche Kräfte halten unsere Werkstoffe aus? Quintessenz Zahnmedizin 2009;35(1): 76-84.
- [15] Stawarczyk B, Schmutz F, Fischer J, Hämmerle CHF. Abrasionsbeständigkeit provisorischer Kunststoffe. Sind CAD/CAM Kunststoffe abrasionsbeständiger? Quintessenz Zahnmedizin; im Druck.
- [16] Stawarczyk B, Trottman A, Fischer J. Bruchlast konventionell oder mittels CAD/CAM hergestellter Brücken-Provisorien. Quintessenz Zahnmedizin 2008;34(4): 412-421.
- [17] Stawarczyk B, Trottman A, Fischer J. Vergleichende Bruchlastuntersuchung von dreigliedrigen Provisorien. Digital\_dental.news 2008;2(6): 6-13.
- [18] Vahidi F. The provisional restoration. Dent Clin North Am 31: 363-381 (1987).
- [19] Wirz J, Bangert R, Jäger K. Kronen- und Brückenprovisorien Teil 1: Anforderungen. Quintessenz 1992;43:1297-1305.
- [20] Wirz J, Nigg N, Schmidli F. Moderne Provisorienkunststoffe Teil 1: Materialübersicht und Untersuchungsmethoden. Quintessenz 1995;46: 83-91.
- [21] Wirz J, Nigg N, Schmidli F. Moderne Provisorienkunststoffe Teil 2: Resultate und Diskussion. Quintessenz 1992;46: 245-255.

## Zu den Personen

Dipl. Ing. Bogna Stawarczyk, MSc, schloss 2002 ihre Ausbildung zur Zahntechnikerin in Menden im Labor Emmel & Gierse ab. Vom März 2002 bis Januar 2006 absolvierte sie den Studiengang Dentaltechnologie an der Fachhochschule Osnabrück. Seit März 2006 bis September 2008 besuchte sie das postgraduelle Studium Master of Science Dental Technik an der Donauuniversität Krems. Im Oktober 2007 fing sie an ihr PhD-Thema „Langzeitstabilität unterschiedlicher CAD/CAM Rekonstruktionen“ zu bearbeiten. An der Universität Zürich am Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde ist sie seit Februar 2006 als wissenschaftliche Mitarbeiterin der Abteilung Materialkunde der Klinik für Kronen- und Brückenprothetik, Teilprothetik und Materialkunde tätig. Seit Juli 2008 ist sie ad interim die Leiterin der Materialkunde in dieser Klinik. Ihre Forschungsschwerpunkte sind CAD/CAM, Provisorien, Vollkeramik und Befestigungsmaterialien. Zusätzlich ist Bogna Stawarczyk seit Februar 2009 an der Höheren Fachschule für Zahntechnik in der Schweiz als Dozentin der Metallurgie tätig.

Dr. Irena Sailer hat im Jahre 1997 ihr Zahnmedizinstudium an der Universität Tübingen abgeschlossen und promovierte 1998 zum Dr.med.dent. Im Jahr 1998 arbeitete sie als Assistentin in der Zahnarztpraxis von ZA Horst Dieterich in Winnenden und trat dann eine Ausbildungsassistentenstelle in der Poliklinik für Orale Chirurgie am Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde der Universität Zürich an. Nach der einjährigen chirurgischen Weiterbildung trat sie 1999 eine Assistentenstelle an der Klinik für Kronen- und Brückenprothetik desselben Instituts unter Prof. Peter Schärer an. Im Jahr 2001 wurde sie zur Adjutant des neuen Klinikvorstehers, Prof. Christoph Hämmerle, und im Jahr 2003 zur Oberassistentin an derselben Klinik befördert. Von Mai bis Oktober 2007 war sie Visiting Researcher am Department of Biomaterials und Biomimetics (Prof. Van Thompson) des Dental College der New York University. Irena Sailer beschäftigt sich seit 2001 intensiv mit dem Thema Vollkeramik in der zahn- und implantatgetragenen Prothetik, wobei der klinische Einsatz von Zirkoniumdioxid ein Kernthema ihrer Forschung ist.

Belinda Sapina absolvierte ihre Ausbildung zur Zahntechnikerin von 1998 bis 2003 in Rothenthurm im Labor Baur und blieb dort nach der Ausbildung als Allrounderin beschäftigt. Ihre Schwerpunkte waren die Teil- und Totalprothetik, Kieferorthopädie sowie vollkeramische und VMK-Rekonstruktionen. 2004 wechselte sie zu „Designtechnik Meyer“ in Brunnen, Schweiz. Dort standen die Arbeit und der Austausch zwischen Zahntechniker und Zahnarzt sowie Patient im Vordergrund, was ihr Wissen und ihr Können stark prägte. An der Klinik für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde ist sie seit August 2008 tätig und stellt festsitzenden Zahnersatz her, mit dem Schwerpunkt Kronen und Brücken. Sie unterstützt zahlreiche klinische und materialkundliche Studien mit ihrem zahntechnischen Wissen und Können.

Dr. med. dent. Andreas Ender schloss sein Studium der Zahnmedizin 2001 ab und arbeitete danach bis 2002 als Assistent in einer Privatpraxis. Seit 2002 ist er Assistent in der Abteilung Präventivzahnmedizin, Parodontologie und Kariologie in der Fachgruppe Computerzahnmedizin unter der Leitung von Prof. Mehl, Prof. Mörmann und Prof. Attin. Die Promotion zum Dr. med. dent. folgte 2004. Seine Tätigkeitsschwerpunkte sind die Entwicklung und der Einsatz von CAD/CAM-Technologien (speziell des Cerec 3D Systems) und die Studentenausbildung im Bereich CAD/CAM-Technik. Forschungsprojekte sind zum einen die Untersuchung von Kunststoffmaterialien für CAD/CAM-Brückenversorgungen, zum anderen Genauigkeitsuntersuchungen von intra- und extraoralen Scannern und die Untersuchung von 3D-Volumenänderungen nach operativen Eingriffen an Tier- und Menschenmodellen.

Albert Trottmann schloss 1976 die Ausbildung zum Zahntechniker in Luzern bei A. Balmer ab. Bei Speck & Dubois bildete er sich während der anschließenden zwei Jahre im Fachgebiet Modellgusstechnik weiter. 1978 bis 1980 arbeitete er bei Dentaltechnik Bettosini in Lugano mit Schwerpunkt Kronen-Brückentechnik und Prothetik, davon ein Jahr als Laborleiter bei Dr. med.dent. Giovanni Cornaro in Mendrisio. Von 1980 bis 1984 war er bei T. Teply, Chur, in der Kronen-Brückentechnik tätig. Von 1984 bis 1986 arbeitete er in der Abteilung für Kronen-, Brücken- und Teilprothetik und zahnärztliche Materialkunde, am Zahnärztlichen Institut der Universität Zürich. 1987 arbeitete er selbstständig bei Arnold Wohlwend, Zürich. 1988 bis 1989 leitete er die Trottmann und Landeck Dentaltechnik AG in Urdorf. Von 1990 bis 1995 arbeitete er bei Del Mestre Dentaltechnik, Bülach, in der Kronen-Brückentechnik und Implantologie. 1995 übernahm er dieses Labor, gründete die T+L Dentaltechnik und war bis 2005 als Mitinhaber mit Schwerpunkt Keramik und Implantologie tätig. Seit 2001 ist er Mitarbeiter in der Abteilung Materialkunde der Klinik für Kronen- und Brückenprothetik, Teilprothetik und Materialkunde am Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde, Universität Zürich. Seit 2005 führt er zudem sein Labor Altrodent Dentaltechnik.

Prof. Dr. Christoph Hämmerle absolvierte von 1977 bis 1982 sein Studium der Zahnmedizin an der Universität Bern. Von 1986 bis 1988 folgte die Spezialistenweiterbildung in Parodontologie und in festsitzender Prothetik an der Universität Bern. Von 1988 bis 1989 war er Assistant Professor der University of California at San Francisco, USA. 1989 trat er an der Klinik für Parodontologie und Brückenprothetik, Universität Bern, für neun Jahre die Stelle als Oberassistent an. 1990 folgte der Spezialist SSO für Parodontologie. Von 1997 bis 2000 war Dr. Hämmerle als Privatdozent für Parodontologie und Brückenprothetik an der Universität Bern tätig. 1998 nahm er ein einjähriges wissenschaftliches Urlaubssemester am Department of Physiology, University of Sydney. Seit 2000 ist Hämmerle Spezialist SSO für zahnärztliche Prothetik und Direktor der Klinik für Kronen- und Brückenprothetik, Teilprothetik und zahnärztliche Materialkunde der Universität Zürich. 2006 folgte ein einjähriges Mandat als Visiting Professor, Department of Reconstructive Dentistry, University of Queensland, Brisbane. Prof. Christoph Hämmerle befasst sich wissenschaftlich und klinisch mit festsitzenden Rekonstruktionen auf Zähnen und Implantaten. Die Entwicklung und Evaluation vollkeramischer Rekonstruktionen stellen dabei einen Schwerpunkt des Teams dar. Die biologischen Abläufe bei der Regeneration von Knochen und Weichgewebe um zahnärztliche Implantate gehören ebenfalls zu den Forschungsinteressen. Schließlich erforscht die Gruppe die Langzeiterfolge unterschiedlicher Konzepte festsitzender Rekonstruktionen.

## Kontaktadresse

Klinik für Kronen- und Brückenprothetik, Teilprothetik und zahnärztliche Materialkunde  
Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde der Universität Zürich  
Plattenstrasse 11 • CH-8032 Zürich • bogna.stawarczyk@zzmk.uzh.ch

